

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-111759

(43)Date of publication of application : 15.04.2003

(51)Int.Cl.

A61B 8/14

A61B 8/06

A61B 8/08

(21)Application number : 2002-242764

(71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL
TECHNOLOGY CO LLC

(22)Date of filing : 23.08.2002

(72)Inventor : BJAERUM STEINAR
KIRKHORN JOHAN
TORP HANS GARMANN
VIGGEN KJETIL
OLSTAD BJORN
KRISTOFFERSEN KJELL
STEEN ERIK N
SAETRE DAGFINN

(30)Priority

Priority number : 2001 682358

Priority date : 24.08.2001

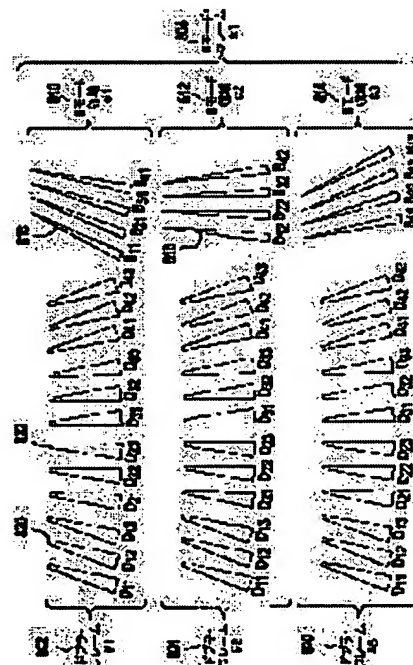
Priority country : US

(54) METHOD AND APPARATUS FOR IMPROVED SPATIAL AND TEMPORAL RESOLUTION IN ULTRASOUND IMAGING

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To optimize the resolution and the frame rates of B-mode imaging and Doppler imaging, to display the B-mode images of different kinds of resolution and also to simultaneously acquire two ultrasound images.

SOLUTION: A first set of ultrasound pulses (802) is transmitted at a first frame rate utilizing a first mode of operation. The echoes from the first set of ultrasound pulses are received. A second set of ultrasound pulses (810) is transmitted at a second frame rate utilizing a second mode of operation. The first and second frame rates are different. The first set of ultrasound pulses (802) defines an entire image, while the second set of ultrasound pulses (810) defines a partial image. The echoes from the second set of ultrasound pulses are received, and the echoes from the first and second sets of ultrasound pulses are displayed as a single image.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 18.08.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2003-111759
(P2003-111759A)

(43) 公開日 平成15年4月15日 (2003.4.15)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B	8/14	A 6 1 B	4 C 3 0 1
	8/06		
	8/08		

審査請求 未請求 請求項の数24 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2002-242764 (P2002-242764)

(22) 出願日 平成14年8月23日 (2002.8.23)

(31) 優先権主張番号 09/682358

(32) 優先日 平成13年8月24日 (2001.8.24)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・

53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ

ュー・プールバード・ダブリュー・710・

3000

(74) 代理人 100093908

弁理士 松本 研一 (外2名)

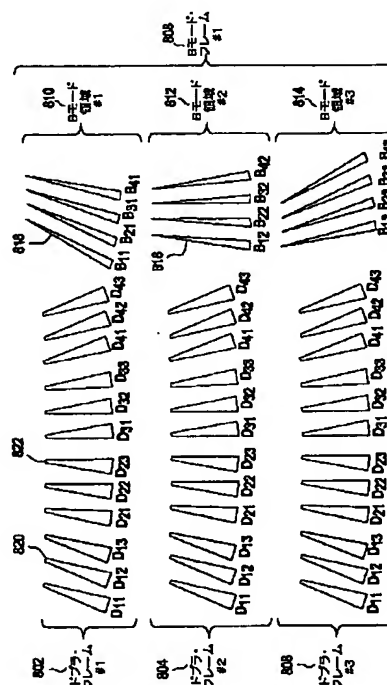
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像の空間分解能及び時間分解能を改善する方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 Bモード撮像及びドプラ撮像の分解能及びフレーム・レートを最適化する。異なる分解能のBモード画像の表示を可能にする。二つの超音波画像を同時に取得する。

【解決手段】 超音波パルスの第一の集合 (802) が、第一の動作モードを用いて第一のフレーム・レートで送信され、そのエコーが受信される。超音波パルスの第二の集合 (810) が、第二の動作モードを用いて第一のフレーム・レートと異なる第二のフレーム・レートで送信される。超音波パルスの第一の集合 (802) は画像全体を画定しており、超音波パルスの第二の集合 (810) は部分画像を画定している。超音波パルスの第二の集合 (810) からのエコーが受信されて、超音波パルスの第一 (802) 及び第二 (810) の集合からのエコーが単一の画像として表示される。



!(2) 003-111759 (P2003-) 悖殺

【特許請求の範囲】

【請求項1】 診断用超音波画像を得る方法であって、第一の動作モードに従って第一のフレーム・レートで超音波パルスの第一の集合(802)を送信する工程と、前記超音波パルスの第一の集合からエコーを受信する工程と、第二の動作モードに従って第二のフレーム・レートで超音波パルスの第二の集合(810)を送信する工程であって、前記第一のフレーム・レートは前記第二のフレーム・レートと異なる、送信する工程と、前記超音波パルスの第二の集合(810)からエコーを受信する工程と、前記超音波パルスの第一(802)及び第二(810)の集合の両方から受信されたエコーを表わす単一の画像を表示する工程とを備えた方法。

【請求項2】 前記超音波パルスの第一の集合(802)は前記超音波パルスの第二の集合(810)よりも高いフレーム・レートで送信される請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記超音波パルスの第一の集合(802)はドブラ画像を画定しており、前記超音波パルスの第二の集合はBモード画像を画定しており(810)、前記表示する工程は前記ドブラ画像とBモード画像とを重ね合わせる請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記各送信する工程は、前記超音波パルスの第一の集合から単一のドブラ画像フレーム(802)を得る工程と、完全なドブラ画像フレームを得る前及び得た後に単一のBモード画像フレームの第一及び第二の部分それぞれを得る工程とを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項5】 前記超音波パルスの第一の集合(802)はBモード画像の高分解能部分を画定しており、前記超音波パルスの第二の集合(810)はBモード画像の低分解能部分を画定しており、前記高分解能部分及び低分解能部分は、表示される前記単一の画像を形成している請求項1に記載の方法。

【請求項6】 前記超音波パルスの第二の集合(810)からの前記エコーは部分画像を画定しており、前記超音波パルスの第一の集合(802)からの前記エコーは全体画像を画定しており、前記表示する工程は、前記部分画像と全体画像とを重ね合わせる請求項1に記載の方法。

【請求項7】 前記超音波パルスの第一の集合(802)は高分解能画像を画定しており、前記超音波パルスの第二の集合(810)は低分解能画像を画定している請求項1に記載の方法。

【請求項8】 被走査区域に対して共通の方向に一連の中断のない連続パルスを送信する工程と、前記一連の中断のない連続パルスから一連のエコーを検出する工程と、

前記一連のエコーからドブラ画像の部分算出する工程であって、前記ドブラ画像の前記部分は前記共通の方向に対応している、算出する工程とをさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項9】 前記超音波パルスの第一の集合(802)に前記超音波パルスの第二の集合(810)をインターリーブする請求項1に記載の方法。

【請求項10】 前記超音波パルスの第一の集合(802)を送信する工程は、前記単一の画像の第一の部分に対応する第一の方向に1以上の超音波パルス(1002)を送信する工程と、前記単一の画像の第二の部分に対応する第二の方向に超音波パルス(1004)を送信する工程と、前記第一の方向に第二の超音波パルス(1006)を送信する工程と、前記第二の方向に第二の超音波パルス(1008)を送信する工程とをさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項11】 関心のある区域の超音波画像を得る方法であって、ドブラ動作モードに従ってドブラ・パルスの集合(802)を送信する工程と、前記ドブラ・パルスの集合(802)からドブラ・エコーを受信する工程と、前記ドブラ・エコーを受信した後に、前記ドブラ動作モードとは異なるもう一つの動作モードに従って非ドブラ・パルスの集合(810)を送信する工程であって、前記非ドブラ・パルスの集合は表示画像の小領域に対応している、送信する工程と、前記非ドブラ・パルスの集合(810)から非ドブラ・エコーを受信する工程と、前記ドブラ・パルス及び非ドブラ・パルスからの前記ドブラ・エコー及び非ドブラ・エコーに基づいて画像を表示する工程とを備えた方法。

【請求項12】 前記送信する工程は、関心のある区域に対する第一の方向に向けられた連続パルスの第一のパケット(902)を送信し、続いて、関心のある区域に対する第二の方向に向けられた連続パルスの第二のパケット(904)を送信する工程を含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項13】 前記第一の送信する工程は、関心のある区域に対する第一の方向にパルスの第一のパケットの一つのパルス(1002)を送信し、続いて、関心のある区域に対する第二の方向にパルスの第二のパケットの一つのパルス(1004)を送信し、続いて、前記第一の方向に前記パルスの第一のパケットの第二のパルス(1006)を送信する工程をさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項14】 画像の第一の小領域に対応する1以上のドブラ・パルス(1002)を送信する工程と、

(3) 003-111759 (P2003-P)

前記ドブラ・パルスからのエコーを受信した直後に、前記画像の第二の小領域に対応する1以上のドブラ・パルス(1004)を送信する工程とをさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項15】 前記送信する工程は、関心のある区域に対する第一の方向に受けられた連続ドブラ・パルスの第一のバケット(902)を送信する工程と、前記非ドブラ・パルスの集合の部分集合から前記エコーを受信した後に、関心のある区域に対する第二の方向に連続ドブラ・パルスの第二のバケット(904)を送信する工程とをさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項16】 前記第二の送信する工程は、画像の小領域に対応する1以上の非ドブラ・パルス(910)を送信する工程を含んでおり、前記非ドブラ・パルスからの前記エコーは部分画像を形成する請求項11に記載の方法。

【請求項17】 前記ドブラ・パルスの集合(802)はドブラ画像のN個のフレームを画定しており、前記非ドブラ・パルスの集合(810)は非ドブラ画像のM個のフレームを画定しており、MはNよりも小さい請求項11に記載の方法。

【請求項18】 前記送信する工程及び受信する工程は、複数の走査区間に分割された走査系列を形成しており、各々のドブラ・パルス及び非ドブラ・パルスは、一意の重なり合わない走査区間において送信及び受信され、非ドブラ・パルスが送信及び受信される走査区間の系列内の1以上の走査区間中に前記送信する工程及び受信する工程を一時休止する(1346)工程をさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項19】 前記送信する工程及び受信する工程は、複数の走査区間に分割された走査系列を形成しており、非ドブラ・パルスの部分集合が各々の走査区間中に送信及び受信され、第一の走査区間において、非ドブラ画像の第一の小領域に関連する1以上の非ドブラ・パルス(1510)を送信する工程と、第二の走査区間において、非ドブラ画像の第二の小領域に関連する1以上の非ドブラ・パルス(1526)を送信する工程とをさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項20】 前記送信する工程及び受信する工程は、等しい持続時間の複数の走査区間に分割された走査系列を形成している請求項11に記載の方法。

【請求項21】 前記非ドブラ・パルスの集合(810)を送信する工程は、前記画像の小領域に対応する1以上の非ドブラ・パルス(816)を送信する工程を含んでおり、前記受信されたドブラ・エコーは完全画像を

形成しており、前記受信された非ドブラ・エコーは部分画像を形成している請求項11に記載の方法。

【請求項22】 前記受信されたドブラ・エコーに基づく前記画像は、スライディング・ウィンドウ手法を用いることにより算出される請求項11に記載の方法。

【請求項23】 前記ドブラ・パルスからの前記受信されたエコーに基づく前記画像は一定数の送信方向で構成されており、前記第一の送信する工程は、各々の前記送信方向に一つのドブラ・パルス(1102)を送信する工程をさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項24】 前記ドブラ・パルス及び非ドブラ・パルスは所定のパルス繰り返し時間で送信され、該パルス繰り返し時間よりも長い持続時間だけ前記送信する工程中に休止する(1346)工程をさらに含んでいる請求項11に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】本発明の幾つかの実施形態は、医療診断の目的での人体の解剖学的構造の超音波撮像に関する。具体的には、本発明の幾つかの実施形態は、超音波画像の空間分解能及び時間分解能を改善する方法及び装置に関する。

【0002】二次元(2D)超音波ドブラ撮像は、体内の血流の視覚化、並びに人体胸部の強制圧迫のような筋肉組織の運動及び変形の視覚化に利用されている。Bモード・グレイ・スケール・セクタと、Bモード・セクタの全部又は一部をカバーするセクタ内の2Dドブラ情報とを別個に取得することができる。ドブラ情報は色符号化されて、Bモード・グレイ・スケール画像に重ね合わせて表示されて関心のある区域の速度情報を視覚化する。組織構造を視覚化するためにグレイ・スケール画像を利用し、速度情報を表現するためにドブラ画像を利用するので、Bモード画像はしばしば「組織画像」と呼ばれる。

【0003】また、従来の技術では、高分解能2DBモード画像と、同じフレーム・レートで取得された比較的分解能の低い2Dドブラ画像とを組み合わせる。例えば、図2は、従来のセクタ走査方式2Dドブラ取得についての幾何学的関係を示している。幾何学的像202は、Bモード・セクタ画像に重ね合わせて表示されたドブラ・セクタ画像を示している。Bモード・セクタ画像204はBモード送信ビーム206で構成されている。ドブラ・セクタ画像208はドブラ送信ビーム方向210で構成されている。この例では、Bモード送信ビームの数(N_B)は12であり、ドブラ送信ビーム方向の数(N_D)は4である。従って、Bモード・セクタ画像204はドブラ・セクタ画像208よりも高いビーム密度及び高い分解能を有する。

【0004】図3は、従来の2Dドブラ取得の走査系列

(4) 003-111759 (P2003-PN59)

を示している。12のドブラ・パルス302～324及び12のBモード・パルス326～348が示されている。まず、ドブラ・パルス302～324をドブラ・パルス302から開始して相次いで送信する。次いで、Bモード・パルス326～348をBモード・パルス326から開始して相次いで送信する。Bモード・パルス326～348は送信方向を示すようにラベル付けされる。例えば、 B_1 とラベル付けしたBモード・パルス326はこのBモード・パルスが方向1に送信されていることを示す。 B_{11} とラベル付けされたBモード・パルス346はこのパルスが方向11に送信されていることを示す。ドブラ・パルス302～324は D_{ij} が方向iでのドブラ・パルス送信jを示すようにラベル付けされる。ドブラ・パルス302～324は各々パケット350～356の一部となっている。同じ方向に送信される各々のドブラ・パルス302～324が同じパケット350～356の一部となっている。パケット・サイズ(PS)は各々のパケット350～356内でのドブラ・パルス302～324の数である。例えば、図3のPSは3である。従って、各々のパケット350～356は、一つの送信ビーム方向に送信されるドブラ・パルス302～324を含んでおり、各々のパケット350～356は異なる方向に送信されている。

【0005】2Dドブラについての速度は、パケット350～356からの受信信号に基づいて各々のビーム方向に沿った各点で推定される。例えば、ドブラ・パルス

$$T_{\text{frame}} = (N_D \times PS) / PRF_D + N_B / PRF_B \quad (\text{式1})$$

として算出することができる。式中、 T_{frame} は一つの画像フレームを取得するための時間であり、 N_D はドブラ送信ビーム方向の数であり、PSはパケット・サイズであり、 PRF_D はドブラのパルス繰り返し周波数であり、 N_B はフレーム当たりのBモード送信パルスの数であり、 PRF_B はBモードのパルス繰り返し周波数である。例えば図3では、 $N_D=4$ 、 $PS=3$ 、及び $N_B=12$ である。

【0008】図4は、ドブラ・パルスとBモード・パルスとのインタリーブを用いた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す。12のドブラ・パルス402～424及び12のBモード・パルス426～448が示されている。ドブラ・パルス402～424は各々パケット450～456の一部となっている。各々のパケット450～456は一つのビーム方向に送信されるパルスを含んでおり、各々のパケット450～456は異なる方向に送信されている。

【0009】図3と同様に、図4にも4つのドブラ送信ビーム方向がある。しかしながら、図4では、各々三つずつのドブラ・パルス402～424で構成されている各送信ビーム方向に、Bモード・パルス426～448がインタリーブされている。まず、ドブラ・パルス402～406が方向1に送信される。次に、Bモード・パ

ルス302、304及び306を各々用いてビーム方向1においてパケット350についての速度測定値を推定することができる。一つのパケット内での二つのドブラ・パルスの間の時間をドブラ・パルス繰り返し時間(PRT_D)と呼び、従って、ドブラ・パルス繰り返し周波数(PRF_D)は $PRF_D = 1 / PRT_D$ となる。

【0006】関心のある対象物の体内での深さによって最大 PRF_D ($PRF_{D\text{MAX}}$)が決まる。送信されるドブラ・パルス302～324は、新たなパルス送信が行なわれる前に、関心のある最も深い対象物まで伝播してトランスデューサに帰投しなければならない。加えて、ハードウェアの制限、及び撮像深さを越えた深い反射体からの残響を考慮する必要がある。図3の場合には、 $PRF_D > 0.5 * PRF_{D\text{MAX}}$ である。

【0007】ドブラ・データ及びBモード・データから成る一つのフレームを取得する所要時間は T_{frame} である。フレーム・レート(FR)は $FR = 1 / T_{\text{frame}}$ として算出される。各々のドブラ画像フレームの間に一つの完全なBモード画像フレームが取得されるので、ドブラのフレーム・レート(FR_D)はBモードのフレーム・レート(FR_B)と等しい。一つの画像フレームの取得中に、ドブラ・パルス302～324が各々一回ずつ送信され、Bモード・パルス326～348が各々一回ずつ送信される。一つのフレームを取得するための時間(T_{frame})は、

ルス426～430が送信され、次いで、ドブラ・パルス408～412が方向2に送信され、以下同様に続く。ドブラ・パルス402～424の系列にBモード・パルス426～448をインタリーブすることにより、ドブラ画像を取得するタイミングと下層のBモード画像を取得するタイミングとの差が小さくなる。しかしながら、フレーム当たりの取得時間は変わらないので、ドブラ走査画像を取得するための時間はBモード走査画像を取得するための時間と同じになる。換言すると、各々のドブラ画像毎に一つのBモード画像が取得される。従って、 FR_D は FR_B と等しい。

【0010】比較的遅い速度を測定する場合には PRF_D を低くしてもよい。 PRF_D が低くなると、式1によって示されているように、フレーム当たりの取得時間が増大し、フレーム・レートが低下し得る。しかしながら、ドブラ・ビーム・インタリーブを利用することによりフレーム・レートを保持することができる。第一の方向にドブラ・パルスを送信した後に、同じ第一の方向に第二のパルスを送信する前に1以上の他の方向にドブラ・パルスを送信する。ドブラ・ビーム・インタリーブでは、インタリーブ・グループ・サイズ(IGS)がインタリーブされるドブラ・ビーム方向の数を示す。

【0011】従って、比較的遅い速度では、IGSを2

(5) 003-111759 (P2003-59)

以上の整数とし、 $PRF_D \leq PRF_{Dmax} / IGS$ として
 ドブラ・ビーム・インタリーブを用いることにより同数の
 の送信方向で同じフレーム・レートを持することができる。
 $PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS$ を一定に保てば、
 PRF_D を低くしたときのフレーム当たりの走査時間は

$$T_{frame} = (N_D \times PS) / (PRF_D \times IGS) + N_B / PRF_B$$

$$= (N_D \times PS) / PRF_{Dmax} + N_B / PRF_B$$

【0013】図5は、二つのドブラ送信方向をインタリ
 ーブさせた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す。1
 2のドブラ・パルス502～524に時間的に続いて1
 2のBモード・パルス526～548が示されている。

【0014】図3で説明したように、ドブラ・パルスは
 各々、画像内の一つのビーム方向に沿ったパルス送信を
 含むパケットの一部となっている。図3では、一つのパ
 ケットを構成するドブラ・パルスのすべてが、異なるパ
 ケットのドブラ・パルスを送信する前に送信されてい
 る。しかしながら、図5では、ドブラ・パルス502～
 524は上述したドブラ・ビーム・インタリーブを利用
 している。ドブラ・パルス502が方向1に送信され、
 次いで、ドブラ・パルス504が方向2に送信される。
 次に、ドブラ・パルス506が方向1に送信され、次い
 で、ドブラ・パルス508が方向2に送信される。二つ
 のドブラ送信ビーム方向をインタリーブしているので、
 図5のIGSは2となる。一旦、ドブラ送信ビームが完
 了したら、Bモード・パルスが送信される。

【0015】図6は、四つのドブラ送信方向をインタリ

$$PRF_B = 3 \text{ kHz} \quad PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS = 4 \text{ kHz}$$

$$N_B = 36 \quad N_D = 8$$

$$MLA_B = 2 \quad MLA_D = 4$$

$$PS = 3$$

$$\text{フレーム当たりの取得時間: } T_{frame}$$

$$= N_D * PS / PRF_{Dmax} + N_B / PRF_B = 18 \text{ ms}$$

$$\text{フレーム・レート: } FR = 1 / T_{frame} = 55 \text{ Hz}$$

$$\text{受信ビーム (ドブラ): } MLA_D * N_D = 32$$

$$\text{受信ビーム (Bモード): } MLA_B * N_B = 72$$

【0019】

【発明が解決しようとする課題】組織ドブラ法について
 は、上述した従来の2Dドブラ取得法で達成可能なもの
 よりもかなり高いフレーム・レートが求められている。
 フロー・ジェット又は高速組織加速の詳細を撮影する必
 要性から、しばしば、ドブラ情報のために高フレーム・
 レートが必要とされるが、組織Bモード画像はそれほど
 頻繁に更新する必要はない。しかしながら、高分解能B
 モード画像を達成するためには、Bモード及びドブラを
 組み合わせたフレーム・レートは比較的低くなる。例え
 ば、心周期の緩和相での心筋の高速運動を評価する場合
 に、上述の取得手法の主な問題点は、2Dドブラのフレ
 ーム・レートを高めようとするればBモード画像の空間分
 解能を低下させざるを得ないことである。しかしなが
 ら、心筋全体をカバーするセクタにおいて所望のBモー

一定に留まる。従って、 PRF_{Dmax} は、以下の関係式に
 示すように、 PRF_D を低くしたときにIGSを増加さ
 せることにより一定に保つことができる。

【0012】

ーブさせた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す。1
 2のドブラ・パルス602～624及び12のBモード
 ・パルス626～648が示されている。一つのドブラ
 ・パルス602～624は、第二のドブラ・パルス60
 2～624がいずれかの方向に送信される前に四つの送
 信方向の各々に送信される。図6のIGSは4である。

【0016】以上の手法に加えて、僅かずつ異なる方向
 に集束させることにより各々の送信パルス毎に幾つかの
 受信ビームを得ることが可能である。この手法は、平行
 ビーム形成又はマルチ・ライン取得 (MLA) と呼ばれ
 る。Bモード送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数
 (MLA_B) は、ドブラ送信ビーム当たりの平行な受信
 ビームの数 (MLA_D) と異なっていてよい。

【0017】以下は、心臓撮像用にMLAを利用した従
 来のパケット取得設定で達成されるフレーム・レート及
 びビーム密度の一例である。この例では、 PRF_B をP
 RF_D よりも低くして残響の影響を最小限に抑えてい
 る。

【0018】

D分解能を達成するためには、フレーム・レートを低く
 しなければならない。例えば、上述したMLAを利用し
 た従来のパケット取得についての55Hzというフレ
 ーム・レートは、心臓撮像に望まれるフレーム・レート、
 すなわち秒当たり100フレームから応用によっては秒
 当たり300フレームもの高さとなる場合もあるフレ
 ーム・レートよりも遥かに低い。

【0020】加えて、Bモード撮像時には、Bモード画
 像の異なる区画での分解能に対して異なる要求がある場
 合がある。一例としては、心弁の研究を行なう場合であ
 る。弁を包囲する小領域では、高空間分解能及び高時間
 分解能の両方が求められる。画像の他の部分は主として
 配向のために用いられるので、比較的低い分解能でも許
 容可能である。

【0021】従って、当技術分野には、上述した問題点

(6) 003-111759 (P2003-PH59)

及び従来見受けられていた問題点に対処する超音波データを取得する方法及び装置に対する必要性が長年にわたって存在している。

【0022】

【課題を解決するための手段】少なくとも一実施形態によれば、二つの超音波画像を同時に取得する方法が提供される。超音波パルスの第一の集合が、第一の動作モードに従って第一のフレーム・レートで送信される。超音波パルスの第一の集合からのエコーが受信される。超音波パルスの第二の集合が、第二の動作モードに従って第一のフレーム・レートと異なる第二のフレーム・レートで送信される。超音波パルスの第一及び第二の集合からのエコーが一つの画像として表示される。

【0023】代替的な実施形態では、超音波パルスの第一の集合はドブラ画像を画定し、超音波パルスの第二の集合はBモード画像の部分画定する。Bモード画像の第一の部分を、ドブラ画像を得る前に得ることができる。次いで、Bモード画像の第二の部分を、ドブラ画像を得た後に得る。ドブラ画像とBモード画像とを重ね合わせて一つの画像を表示する。

【0024】もう一つの実施形態では、超音波パルスの第一の集合は高分解能Bモード画像を画定し、超音波パルスの第二の集合は低分解能Bモード画像を画定する。高分解能Bモード画像の下層の低分解能Bモード画像の部分は、高分解能Bモード画像を画定する超音波パルスを用いて得ることができる。高分解能Bモード画像と低分解能Bモード画像とを重ね合わせて一つの画像を表示する。

【0025】代替的な実施形態では、ドブラ画像の部分を、一連の中断のない連続パルスを一つの共通の方向に送信して、一連の連続パルスから帰投したエコーを検出することにより、算出することができる。第一の方向に向けられた連続ドブラ・パルスの第一のバケットが送信され、続いて、第二の方向に向けられた連続ドブラ・パルスの第二のバケットが送信される。もう一つの実施形態では、ドブラ・パルスをインタリーブさせてもよく、この場合には、第一のバケットの一つのパルスを送信し、続いて第二のバケットの一つのパルスを送信する。代替的な実施形態では、超音波パルスの第一の集合と超音波パルスの第二の集合とをインタリーブさせてもよい。連続ドブラ・パルスの第一のバケットは第一の方向に送信される。非ドブラ・エコーが受信された後に、連続ドブラ・パルスの第二のバケットが第二の方向に送信される。

【0026】代替的な実施形態では、ドブラ・パルスからの受信エコーに基づく画像が一定数の送信方向で構成され、一つのドブラ・パルスが各々の方向に送信される。受信エコーに基づいたスライディング・ウィンドウ手法を利用することにより、ドブラ画像が算出される。

【0027】少なくとも一実施形態によれば、関心のあ

る区域の超音波画像を得る方法が提供される。ドブラ・パルスの集合が送信され、ドブラ・エコーが受信される。表示画像の小領域に対応する非ドブラ・パルスの集合が送信され、非ドブラ・エコーが受信される。ドブラ・エコー及び非ドブラ・エコーに基づいた画像が表示される。

【0028】一実施形態では、非ドブラ・パルスは画像の小領域に対応している。もう一つの実施形態では、ドブラ・エコーは完全な画像を形成し、非ドブラ・エコーは部分画像を形成する。従って、ドブラ・パルスの集合は、非ドブラ・パルスの集合よりも多い画像フレームを画定する。

【0029】もう一つの実施形態では、パルスを送受信する走査系列を複数の走査区間に分割する。非ドブラ・パルスが送受信される走査区間を一時休止することができる。もう一つの実施形態では、非ドブラ画像の第一の小領域に関連する非ドブラ・パルスが第一の走査区間において送信され、非ドブラ画像の第二の小領域に関連する非ドブラ・パルスが第二の走査区間において送信される。

【0030】

【発明の実施の形態】上述した概要、及び本発明の実施形態についての以下の詳細な説明は、添付図面と共に参照するとより十分に理解されよう。但し、本発明は、添付図面に示す構成及び手段に限定されていないことを理解されたい。

【0031】図1は、本発明の実施形態に従って形成されている超音波システム100のブロック図を示す。超音波システム100は送信器102を含んでおり、送信器102はプローブ106の内部のトランスデューサ104を駆動してパルス型の超音波信号を体内に送出する。プローブ106は高速ビーム・インタリーブが可能である限りにおいて任意のプローブ形状を用いてよい。超音波信号は、血球又は筋肉組織等の体内の構造から後方散乱してエコーを発生し、エコーはトランスデューサ104に帰投する。エコーは受信器108によって受信される。受信されたエコーは、ビーム形成を実行してRF信号を出力するビームフォーマ110を通過する。次いで、RF信号はRFプロセッサ112を通過する。代替的には、RFプロセッサ112は、RF信号を復調してエコー信号を表わすIQデータ対を形成する複素復調器(図示されていない)を含んでいてもよい。次いで、RF信号データ又はIQ信号データは、RF/IQバッファ114に直接回送されることができ、一時的に記憶される。

【0032】超音波システム100はまた、取得された超音波情報(すなわちRF信号データ又はIQデータ対)を処理して、表示システム118に表示するための超音波情報のフレームを準備する信号プロセッサ116を含んでいる。信号プロセッサ116は、取得された超

(7) 003-111759 (P2003-0759)

音波情報に対して複数の選択可能な超音波モダリティに従った1以上の処理演算を実行するように構成されている。取得された超音波情報は、エコー信号が受信されると同時に走査セッション中に実時間で処理され得る。加えて、又は代替的に、超音波情報を走査セッション中にRF/IQバッファ114に一時的に記憶して、ライブ操作又はオフ・ライン操作で実時間に満たない速度で処理してもよい。

【0033】超音波システム100はしばしば、肉眼の近似的な認知速度である秒当たり50フレームを上回るフレーム・レートで超音波情報を連続的に取得する。取得された超音波情報は、より低いフレーム・レートで表示システム118に表示される。直ちに表示されるようにスケジュールされていない取得された超音波情報の処理済フレームを記憶するために、画像バッファ122が含まれている。好ましくは、画像バッファ122は、少なくとも数秒分の超音波情報のフレームを記憶するのに十分な容量を備える。超音波情報のフレームは、取得の順序又は時刻に従ったフレームの検索を容易にする態様で記憶される。画像バッファ122は公知の任意のデー

$$PRF_B = PRF_D = 4 \text{ kHz} \quad N_B = N_D = 12$$

$$MLA_B = MLA_D = 4$$

$$\text{フレーム当たりの取得時間: } T_{\text{frame}} = N_B / PRF_B = 3 \text{ ms}$$

$$\begin{aligned} \text{フレーム・レート (Bモード及びドプラ)} : FR_B = FR_D &= 1 / T_{\text{frame}} \\ &= 333 \text{ Hz} \end{aligned}$$

$$\text{受信ビーム (ドプラ)} : MLA_D * N_D = 48$$

$$\text{受信ビーム (Bモード)} : MLA_B * N_B = 48$$

式中、 T_{frame} は一つの画像フレームを取得する所要時間であり、 N_D はドプラ送信ビーム方向の数であり、 N_B はフレーム当たりのBモード送信パルス数であり、 PRF_D はドプラのパルス繰り返し周波数であり、 PRF_B はBモードのパルス繰り返し周波数であり、 MLA_B はBモード送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数であり、 MLA_D はドプラ送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数であり、 FR_B はBモードのフレーム・レートであり、 FR_D はドプラのフレーム・レートである。

【0037】この取得方法によれば、 PRF_D はフレーム・レートに等しい。 MLA 及びスライディング・ウィンドウ方法を用いてドプラ・フレームを算出するシステム100について達成される333Hzというフレーム・レートは、従来のパケット取得と共に MLA を用いて55Hzというフレーム・レートを達成していたシステム100よりも望ましい。しかしながら、十分な PRF_D 及びフレーム・レートを達成するためには、各々のフレーム毎の送信パルスの数を比較的小さくする必要がある。従って、幅広のセクタを撮像するためには、多数の平行な受信ビームが必要となる。この手法のもう一つの欠点は、Bモード・パルス及びドプラ・パルスが、例えば周波数及びパルス長について等のように異なる最適化ができないことである。

タ記憶媒体を含んでいてよい。

【0034】図7は、スライディング・ウィンドウ手法を利用して同じ送信パルスからドプラ画像及びBモード画像を算出する方法を示している。ドプラ・フレーム702~706及びBモード・フレーム708~716が示されている。等時間間隔で送信される送信パルスの五つの集合が存在している。

【0035】同じパルス送信からドプラ画像及びBモード画像を算出することによりフレーム・レートを高めることができる。ドプラ・データは一定のサンプリング間隔で取得されて、図7に示すスライディング・ウィンドウ手法を用いて処理することができる。例えば、パルス送信718、720及び722を用いて、ドプラ・フレーム702のための一つのビーム方向でのドプラ・データを算出する。パルス送信720、722及び724を用いて、ドプラ・フレーム704のための一つのビーム方向でのドプラ・データを算出する。以下は、心臓撮像についてこの手法で達成されるフレーム・レート及びビーム密度の一例である。

【0036】

【0038】上述の制限は、Bモード領域を高ビーム密度（例えば高空間分解能）及び低フレーム・レートで走査して、Bモード領域よりも小さくてよいドプラ領域を相対的に低いビーム密度（例えば相対的に低い空間分解能）及び相対的に高いフレーム・レートで走査することにより克服することができる。Bモード画像及びドプラ画像は、二つのモダリティの間での高速ビーム・インタリーブによって取得される。

【0039】高分解能Bモード画像用の別個のパルスを用いて、ドプラ・パルスの間に送信する。Bモード・パルス及びドプラ・パルスの時間単位当たりの平均数は、Bモード画像及びドプラ画像に要求されるビーム密度及びフレーム・レートを得るように変化させることができる。ドプラ画像の関心領域(ROI)は組織画像の寸法と異なっていてよく、解剖学的構造の異なる区域に集束させるために操作者がROIを移動させることができる。

【0040】血流撮像についても、低分解能ドプラ画像及び高分解能Bモード画像を取得することは、血管のスペckル・パターンを強調して表示して操作者に血流運動の視覚的認知を行なわせる方法である血流運動撮像(BMI)と組み合わせると、特に適している。

【0041】代替的には、多数の分解能のBモード画像

(8) 003-111759 (P2003-P枚数)

を取得してもよい。ROIの内部では高分解能Bモード画像用の別個のパルスを用いて、周囲の相対的に低い分解能のBモード画像を取得するのに用いられるパルスの間に送信する。ROIは、Bモード画像の残部よりも高いフレーム・レートで更新され、ドブラROIと同様に、異なるROIを観察するようにROIを移動させることができる。

【0042】Bモード撮像の時間分解能は、時間補間によって向上させることができる。静止した目標については、ピクセルの間での時間的な線形補間が許容できるが、移動する目標（すなわち心臓壁）については線形補間では空間の細部が不鮮明になる。Bモード画像内での物体の位置を追跡することにより補間を向上させることができる。後述する取得手法は、Bモード画像の高品質の時間補間を得るための位置追跡に用いることのできるドブラ・データを提供する。かかる手法は、補間を全く行わないと時間分解能が比較的低くなるような場合の三次元走査に特に有用である。

【0043】肉眼は約50フレーム/秒に制限されているため、高いフレーム・レートは実時間表示の障壁となっている。実時間表示のために以下のような幾つかの可能な選択肢が存在している。

【0044】表示システム118に、グレイ・スケールBモード画像の通常の系列としてBモード画像のみを表示する。ドブラ画像データは後処理のために記憶しておく。

【0045】ドブラ画像の時間的なデシメーション（間引き）を行なう。ドブラ画像のデシメート後のストリームをBモード画像への重ね合わせ画像として表示システム118に表示する。ドブラ画像データは、後処理のために十分な時間分解能で記憶しておく。

【0046】Bモード画像の時間補間を行なう。各々のドブラ画像毎に一つのBモード画像を形成して十分なドブラ・フレーム・レートを達成する。時間軸を心周期に分割する。表示システム118に一回の心周期内の全画像フレームを表示することを可能にするために、後続の1以上の心周期からのフレームは表示しない。

【0047】3と類似するが、2に説明したようにBモード/ドブラ組み合わせ画像を時間でデシメートする。このことは、比較的少数の心周期しか破棄しなくてよいことを意味する。

【0048】様々な形式の組み合わせ型処理及び表示に関心が持たれる。特に、高時間分解能が望まれ得るMモード（例えば従来の曲線型又は解剖学的構造型）、及び速度パラメータ（例えば速度、変位、歪み）対時間曲線のような時間表示に関心がある。ドブラ・データは心筋全体をカバーするので、これらの時間表示は画像の様々な点において同時に呈示されることができ、単一サンプル空間方法に比較して品質の劣化がない。

【0049】後述するパケット取得走査系列では、Bモ

ード領域をM個の小領域に分割する。Mはドブラ・フレーム・レートとBモード・フレーム・レートとの間の比であって、 $M = F_{R_D} / F_{R_B}$ となる。Mが整数である場合には、各々のM個の小領域を等寸法として、一定数のBモード・パルス（ ΔN_B ）を含むようにする。Mが整数でないような走査系列については後に詳述する。

【0050】Bモード小領域の各回の走査毎に、ドブラ領域を $D = N_D * PS$ 個のパルスで照射する。Bモード小領域のうち一つ及びドブラ領域をカバーするのに必要とされるパルスの数は $N = \Delta N_B + D$ であり、N個のパルスが所定の態様でインタリーブされる。インタリーブの一例を以下に示す。

【0051】 $B_{1n} D_{11} D_{21} D_{31} B_{2n} D_{12} D_{22} D_{32} B_{3n} D_{13} D_{23} D_{33} B_{4n} D_{14} D_{24} D_{34}$

ここで、 $\Delta N_B = 4$ 、 $N_D = 4$ 、 $PS = 3$ 、 B_{ij} = 小領域jでの方向iのBモード・パルス、及び D_{ij} = 方向jでのドブラ・パルス番号iである。

【0052】このパルス系列をM回繰り返して、ドブラ領域を一定に保持しながら各々の系列毎にBモード小領域を変更することにより、全Bモード領域がカバーされる。この結果は、 $N_B = M * \Delta N_B$ 個のパルスによる一つのBモード・フレームと、Bモードのフレーム・レートよりもM倍高いフレーム・レートを有するM個のドブラ・フレームとなる。このように、一つのBモード・フレームを取得するために走査系列をM回繰り返す。或いは、取得される各々のBモード・フレーム毎にM個のドブラ・フレームを取得する。

【0053】一つのパケット内での二つのドブラ・パルスの間の時間をドブラ・パルス繰り返し時間（ $PR T_D$ ）と呼び、従って、ドブラ・パルス繰り返し周波数（ $PR F_D$ ）は $PR F_D = 1 / PR T_D$ となる。所望の $PR F_D$ を達成するために、ドブラ・パルスを空間及び時間で異なる方式で分配することができる。

【0054】以上に述べた手法、すなわちBモード・フレーム・レートを低くしたパケット取得を図8～図13に示す。図8～図11では以下のパラメータを用いている。

【0055】ドブラ送信ビーム方向の数、 $N_D = 4$ 。

【0056】パケット・サイズ、 $PS = 3$ 。

【0057】

ドブラ・パルス送信回数、 $D = N_D * PS = 12$ 。

【0058】Bモード小領域の数、 $M = 3$ 。

【0059】

Bモード小領域当たりのビームの数、 $\Delta N_B = 4$ 。

【0060】図8は、Bモード・フレーム・レートを低くした2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。各々12のドブラ・パルスで構成されている三つのドブラ・フレーム802～806が示されている。ドブラ・パルスは四つのパケットに構成されており（ $N_D = 4$ ）、各々のパケットが三つのドブラ・パルス

(9) 003-111759 (P2003-P#毅

を含んでいる ($PS=3$)。各々のパケットは、前述したように異なるビーム方向に向けられている。また、各々4つのBモード・パルスで構成されている三つのBモード小領域810~814 ($\Delta N_B=4$) が示されている。Bモード・フレーム808が三つのBモード小領域810~814で構成されている。取得される各々のドブラ・フレーム802~806毎に、三分の一のBモード・フレーム808が取得される。

【0061】各々のドブラ・パルスのパケット内での送信の方向及び順序にラベルを付ける。 D_{ij} は方向*i*でのドブラ・パルス送信*j*を示す。例えば、ドブラ・パルス820のラベル D_{12} は、ドブラ・パルス820が方向1に送信され、方向1に送信されるべき第二のパルス

(2)であることを示す。ドブラ・パルス822のラベル D_{23} は、ドブラ・パルス822が方向2に送信され、方向2に送信されるべき第三のパルス(3)であることを示す。以上のラベル付けは、ドブラ・パルスの各々のパケット方向での送信方向及び送信順序を示しており、残りの図面でも利用される。

【0062】加えて、各々のBモード・パルスの方向及び小領域は、 B_{ij} が小領域*j*での方向*i*のBモード・パルスを指すようにして示されている。例えば、Bモード・パルス816 (B_{11})は小領域1の第一(1)のBモード・ビーム方向である。Bモード・パルス818 (B_{12})は小領域2での第一(1)のBモード方向である。

【0063】図示のドブラ・パルス及びBモード・パルスの走査系列、すなわち先ず図8の左側のパルスの送信を行ない、次いで図8の右側へ移動しながら各パルスを順次送信する走査系列は残りの図面でも利用される。図示しないが、任意の非順次的走査系列を用いてもよい。

【0064】Bモード信号は受信器108によって受信されて、対数検波の後に8ビット・ピクセルへ変換される。ピクセルは表示システム118に実時間で表示され、また画像バッファ122に記憶される。ドブラ・データは32ビットIQデータとして記憶される。選択により、IQドブラ・データを実時間で複素自己相関係数へ変換して画像バッファ122に記憶してもよい。IQドブラ・データは例えば、2D組織ドブラ撮像、歪み速度撮像、又は集積歪みの視覚化に用いることができる。データをMモード(すなわち従来の解剖学的構造型又は曲線型)で表示システム118に表示してもよい。加えて、時間/速度曲線及び時間/歪み曲線等を形成して実時間又は後処理を行なった後のいずれかで表示することもできる。

【0065】図9は、ドブラ・パルス・パケットの間に

$$\begin{aligned} M &= 3 & N_D &= 8 \\ \Delta N_B &= 4 & PS &= 3 \\ PRF_B &= 3 \text{ kHz} & PRF_{D_{max}} &= PRF_D * IGS = 4 \text{ kHz} \\ MLA_B &= 2 & MLA_D &= 4 \\ \text{フレーム・レート (ドブラ)} &: & FR_D & \end{aligned}$$

Bモード・パルスをインタリーブしてBモード・フレーム・レートを低くした2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パケット902~908及びBモード・パルス910~916が示されており、Bモード・パルス910~916にドブラ・パケット902~908がインタリーブされている。図8及び図9の走査系列は、ドブラ・パケット902~908がドブラ・フレーム802と同様のドブラ・フレームを含んでおり、Bモード・パルス910~916がBモード小領域810と同様のBモード小領域を含んでいる点で類似している。また、図9で取得される各々のドブラ・フレーム毎に、三分の一のBモード・フレームが取得される。

【0066】図8及び図9に示す走査系列は、ドブラ送信方向内でのビーム・インタリーブが可能でないので、 $PRF_D > 0.5 * PRF_{D_{max}}$ の場合に用いてよい。比較的低い PRF_D を用いる場合には、図10及び図11に示す走査系列のように、ドブラ送信方向をインタリーブさせた走査系列が可能となる。

【0067】図10は、Bモード・フレーム・レートを低くして二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1002~1024及びBモード・パルス1026~1032が示されている。図11は、Bモード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1102~1124及びBモード・パルス1126~1132が示されている。

【0068】図10の走査系列は図5の走査系列と比較することができ、図11の走査系列は図6の走査系列と比較することができる。しかしながら、図10及び図11では、取得される各々のドブラ・フレーム毎に三分の一のBモード・フレームしか取得されない。図10及び図11の走査系列は、ドブラ・フレーム・レートがBモード・フレーム・レートよりも高いので図5及び図6の走査系列よりも有利である。

【0069】以下は、パケット取得、並びにBモード・フレーム及びドブラ・フレームについて異なるフレーム・レートをを用いて達成可能なフレーム・レート及びビーム密度の一例である。示したパラメータは心臓撮像に適している。加えて、 PRF_B を PRF_D よりも小さくして、残響の影響を最小限に抑えている。

【0070】

(000)03-111759(P2003-59)

$$=1/(\Delta N_B/PRF_B+PS*N_D/PRF_{Dmax})=100\text{Hz}$$

$$\text{フレーム・レート (Bモード)}: FR_B=FR_D/M=33\text{Hz}$$

$$\text{受信ビーム (ドプラ)}: M L A_D * N_D = 32$$

$$\text{受信ビーム (Bモード)}: M L A_B * \Delta N_B * M = 72$$

【0071】図8～図11のMの値は整数であったが、 $M=FR_B/FR_D$ である任意の分数も可能である。図12は、Bモード・フレーム・レートを低くして四つのドプラ送信方向をインタリーブさせた2Dドプラ・データのバケット取得を用いた走査系列を示す。ドプラ・パルス1202～1224及びBモード・パルス1226～1242が示されている。この走査系列では、取得される四つのBモード・パルス毎に12のドプラ・パルスを取得する。図12では、 $\Delta N_B=4$ 、 $N_B=10$ 、及び $M=5/2$ である。 N_B が超音波システム100の他の部分によって固定される場合には、 N_B/M を整数にするような適当なMの値を求めることが不可能になる場合がある。しかしながら、Mは整数である必要はなく、有理数であってよい。一様なドプラ・フレーム・レートを達成するためには、図13に示すように走査系列に休止を挿入する。

【0072】図13は、Bモード・フレーム・レートを低くし、四つのドプラ送信方向をインタリーブさせて、一定のドプラ・フレーム・レートを達成するために休止を挿入した2Dドプラ・データのバケット取得を用いた走査系列を示す。ドプラ・パルス1302～1324、Bモード・パルス1326～1344、及び休止1346が示されている。

【0073】休止1346を挿入しなければ図13のMの値は $M=5/2$ となって、図12に示したものと同一になる。休止1346を挿入することによりMの値が整数となり $M=3$ となる。休止1346の長さは $\Delta t=2/PRF_B$ によって算出される。

【0074】図8～図13に示したバケット取得走査系列では、高フレーム・レート2Dドプラ取得におけるBモード画像の品質が向上する。バケット取得によって、 PRF_D を選択する際の柔軟性が得られ、これにより、速度推定値のエイリアシングを回避することができる。加えて、図3～図6の走査系列によって示したように、 $FR_D=FR_B$ に等しくする必要がない。

【0075】 PRF をさらに低くすることにより、図14に示すように、各回のドプラ走査の間に一定数のBモード・パルスをインタリーブさせることができる。図14は、Bモード・フレーム・レートを低くした連続2Dドプラ取得を用いた走査系列を示す。ドプラ・パルス1402～1424及びBモード・パルス1426～1448が示されている。連続取得は、図7に示した共通ドプラ及びBモード・パルス手法と類似しているが、任意のBモード・パルスを送信する前に、各々のビーム方向に唯一のドプラ・パルスのみが送信される点でバケット取得手法と異なっている。従って、各々のビーム方向に

ついて、時間方向のサンプリング間隔を一定にしたドプラ・データの連続ストリームが存在する。

【0076】例えば、図14は四つの送信方向を用いており、すなわち $N_D=4$ である。ドプラ・パルス1402～1408は各々異なる方向に送信され、次いで、Bモード・パルス1426～1432が送信される。次いで、ドプラ・パルス1410～1416が、四つの送信方向の各々に一つずつ送信された後に、Bモード・パルス1434～1440が送信される。図7を参照して説明したスライディング・ウィンドウ処理を利用する場合には、バケット取得に比較してフレーム・レートの大幅な向上が可能になる。

【0077】ROIの内部で高分解能Bモード画像を取得し、ROIを包囲する区域で低分解能Bモード画像を取得するのにも連続取得を利用することができる。図15は、連続Bモード取得、及びフレーム・レートを低くした第二のBモード取得を用いた走査系列を示す。図15では、高分解能BモードROI1504が低分解能Bモード画像1502に包囲されているものとして示されている。ビーム密度は低分解能Bモード画像1506及び高分解能BモードROI1508に示されている。低分解能Bモード画像1506は、高分解能BモードROI1508よりも低いビーム密度で走査される。Bモード・パルス1526～1540は低分解能Bモード区域1502を走査する。Bモード・パルス1510～1516は高分解能ROI1504を走査して、高分解能ROI1504の第一の取得画像を形成し、Bモード・パルス1518～1524は高分解能ROI1504を走査して、高分解能ROI1504の第二の取得画像を形成する。この例では、高分解能BモードROI1504は低分解能Bモード画像1502の二倍の頻度で走査される。一実施形態では、高分解能Bモード・パルス1510～1524を用いて、下層の低分解能Bモード画像1502を形成することができる。従って、Bモード・パルス1526～1540で、高分解能BモードROI1504の角度方向で下層に位置する低分解能Bモード画像1502の部分を走査する必要がない。このようにして、パルス送信の回数を減少させることができ、フレーム・レートが向上する。図示の例では、Bモード・パルス1532 (B_{41}) 及び1534 (B_{52}) を、高分解能BモードROI1504の角度方向で下層に位置するBモード・パルス1532及び1534として省略してよい。

【0078】代替的には、図16に示すように、ドプラのフレーム・レートを一定に維持したままドプラ送信ビーム方向の数を増加させることもできる。図16は、ド

(1) 103-111759 (P 2003- 勁毅

ブラ送信方向の数を増加させてBモードのフレーム・レートと低くした連続2Dドブラ取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1602~1624及びBモード・パルス1626~1632が示されている。図14の場合と同様に、任意のBモード・パルス1626~1632を送信する前に、各々のビーム方向に一つのドブラ・パルス1602~1624が送信される。ドブラ・データは、スライディング・ウィンドウ手法を用いて処理してよい。スライディング・ウィンドウ処理は、各々の

$$M=10$$

$$\Delta N_B=4 \quad N_D=10$$

$$PRF_B=3\text{ kHz} \quad PRF_{D_{max}}=PRF_D \cdot IGS=4\text{ kHz}$$

$$MLA_B=2 \quad MLA_D=4$$

$$\begin{aligned} \text{フレーム・レート (ドブラ)} : FR_D &= PRF_D \\ &= 1 / (\Delta N_B / PRF_B + N_D / PRF_{D_{max}}) = 260\text{ Hz} \end{aligned}$$

$$\text{フレーム・レート (Bモード)} : FR_B = FR_D / M = 26\text{ Hz}$$

$$\text{受信ビーム (ドブラ)} : MLA_D \cdot N_D = 40$$

$$\text{受信ビーム (Bモード)} : MLA_B \cdot \Delta N_B \cdot M = 80$$

【0081】一般的に、図17に示すように、Bモード小領域のパルスをドブラ・パルスの間にインタリーブさせることができる。図17は、ドブラ・パルスの間にBモード・パルスをインタリーブさせたドブラ・データの連続取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1702~1732及びBモード・パルス1726~1732が示されている。ドブラ・パルスの間にBモード・パルスをインタリーブすることにより、Bモード画像では隣接するビームの間の時間差によるアーティファクトを減少させることができるが、ドブラ画像には残響アーティファクトが混入する可能性もある。

【0082】ここまでは連続取得を整数のMの値によって説明した。尚、Mは、Bモード・フレーム・レート(FR_B)をドブラ・フレーム・レート(FR_D)に対してデシメートするためのファクタを表わす。パケット取得の場合と同様に、連続取得でも $M=FR_D/FR_B$ である任意の分数が可能である。

【0083】図18は、ドブラ・フレーム・レートとBモード・フレーム・レートとの間の比を非整数にした連続取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1802~1808及びBモード・パルス1810~1828が示されている。図18は、 $\Delta N_B=4$ 、 $N_D=4$ 、及び $M=5/2$ の例を示している。Bモード・セクタの非順次走査を用いて PRF_B を高める場合もある。非順次的ファイアリング・パターンによって、Mの適当な値について N_B/M の比が非整数となるような N_B が導かれる可能性がある。このことは、図19に示すように、走査系列に休止を挿入して、同じ方向でのドブラ・パルスの間に一定の間隔を保証することにより解決することができる。

【0084】図19は、走査系列に休止を挿入して、同じ方向でのドブラ・パルスの間で一定の時間間隔を得た

走査線方向に沿ったドブラ・パルスが時間的に等間隔であることを条件として、Bモード・パルスとドブラ・パルスとの任意の組み合わせについて可能である。

【0079】以下は、異なるBモード・フレーム・レート及びドブラ・フレーム・レートでの連続取得について達成される性能の一例である。パラメータは心臓撮像に適したものであり、Bモードの PRF_B をドブラの PRF_D よりも低くして残響の影響を最小限に抑えている。

【0080】

連続取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1902~1908、Bモード・パルス1910~1928、及び休止1930が示されている。

【0085】休止1930を挿入しなければ図19でのMの値は $M=5/2$ となって、図18に示したものと同じになる。休止1930を挿入することにより、Mの値が整数となり、 $M=3$ となる。休止1930の長さは $\Delta t=2/PRF_B$ によって算出される。

【0086】図14~図19に示した系列のような連続取得を用いた走査系列では、パケット取得を用いた走査系列よりも高いドブラ・フレーム・レートを考慮に入れている。加えて、サンプリング間隔を一定にしたデータの連続ストリームによって、スライディング・ウィンドウ処理が可能になる。このことは、2D画像内の任意の点においてスペクトル・ドブラ及び音響発生が可能となることを意味している。スペクトル・ドブラ表示によって、操作者は、移動する物体と静止した残響とを視覚的に区別することが可能になる。この方法は、平均速度推定法に基づく速度追跡よりもロバストな手法である。加えて、データが一定のサンプリング間隔を有している場合には、より効率的なクラッタ・フィルタ処理が可能になり、組織追跡がより容易になる。連続取得の一つの欠点は、 PRF がフレーム・レートに等しくなるので、速度推定値のエイリアシングを補正することが必要になることである。但し、連続取得方法によって取得されたデータから算出される歪み速度撮像画像には深刻なエイリアシング・アーティファクトは生じない。

【0087】少なくとも一実施形態を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施し均等構成を置換し得ることが理解されよう。加えて、本発明の範囲から逸脱せずに本発明の教示に合わせて具体的な状況又は材料を適合させる多

(2) 03-111759 (P 2003- 穀

くの改変を施すこともできる。従って、本発明は開示した特定の実施形態に限定されているのではなく、特許請求の範囲内に属するすべての実施形態を包含しているものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に従って形成される超音波システムのブロック図である。

【図2】従来のセクタ走査方式2Dドブラ取得の幾何学的関係を示す図である。

【図3】従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図4】ドブラ・パルスとBモード・パルスとのインタリーブを利用した従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図5】二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図6】四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図7】スライディング・ウィンドウ手法を利用して同じ送信パルスからドブラ画像及びBモード画像を算出する本発明の一実施形態に従って得られる方法を示す図である。

【図8】Bモード・フレーム・レートを低くして2Dドブラ・データのバケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図9】Bモード・パルスをドブラ・パルスのバケットの間にインタリーブさせてBモード・フレーム・レートを低くした2Dドブラ・データのバケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図10】Bモード・フレーム・レートを低くして二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのバケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図11】Bモード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのバケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図12】Bモード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのバケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図13】Bモード・フレーム・レートを低くし、四つのドブラ送信方向をインタリーブさせて、一定のドブラ・フレーム・レートを達成するために休止を挿入した2Dドブラ・データのバケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図14】Bモード・フレーム・レートを低くした連続

2Dドブラ取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図15】連続Bモード取得とフレーム・レートを低くした第二のBモード取得とを用いた本発明の一実施形態に従って得られるBモード取得の走査系列を示す図である。

【図16】ドブラ送信方向の数を増大させてBモード・フレーム・レートを低くした連続2Dドブラ取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図17】ドブラ・パルスの間にBモード・パルスをインタリーブさせたドブラ・データの連続取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図18】ドブラ・フレーム・レートとBモード・フレーム・レートとの間の比を非整数にした連続取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図19】同じ方向でのドブラ・パルスの間で一定の時間間隔を得るように走査系列に休止を挿入した連続取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドブラ取得の走査系列を示す図である。

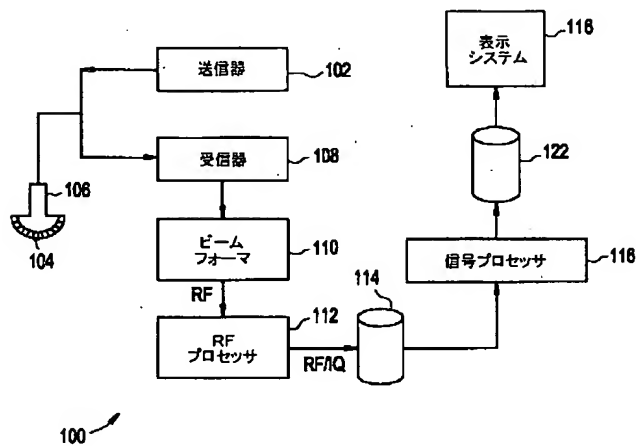
【符号の説明】

- 100 超音波システム
- 104 トランスデューサ
- 106 プロープ
- 114 RF/IQバッファ
- 122 画像バッファ
- 202 Bモード・セクタ画像に重ね合わせたドブラ・セクタ画像
- 204 Bモード・セクタ画像
- 206 Bモード送信ビーム
- 208 ドブラ・セクタ画像
- 210 ドブラ送信ビーム方向
- 302~324 ドブラ・パルス
- 326~348 Bモード・パルス
- 350~356 バケット
- 402~424 ドブラ・パルス
- 426~448 Bモード・パルス
- 450~456 バケット
- 502~524 ドブラ・パルス
- 526~548 Bモード・パルス
- 602~624 ドブラ・パルス
- 626~648 Bモード・パルス
- 702~706 ドブラ・フレーム
- 708~716 Bモード・フレーム
- 718~724 パルス送信
- 802~806 ドブラ・フレーム
- 808 Bモード・フレーム
- 810~814 Bモード小領域

(主3) 103-111759 (P2003-A坑穀)

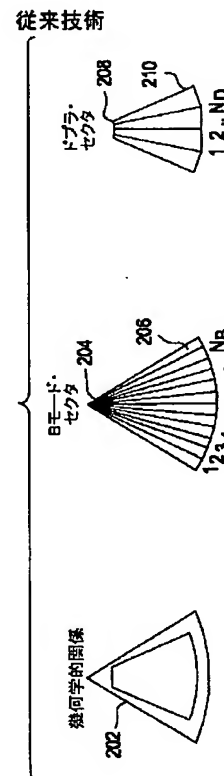
816 Bモード・パルス B_{11}
 818 Bモード・パルス B_{12}
 820 ドプラ・パルス D_{12}
 822 ドプラ・パルス D_{23}
 902~908 ドプラ・パケット
 910~916 Bモード・パルス
 1002~1024 ドプラ・パルス
 1026~1032 Bモード・パルス
 1102~1124 ドプラ・パルス
 1126~1132 Bモード・パルス
 1202~1224 ドプラ・パルス
 1226~1142 Bモード・パルス
 1302~1324 ドプラ・パルス
 1326~1344 Bモード・パルス
 1346 休止
 1402~1424 ドプラ・パルス

【図1】

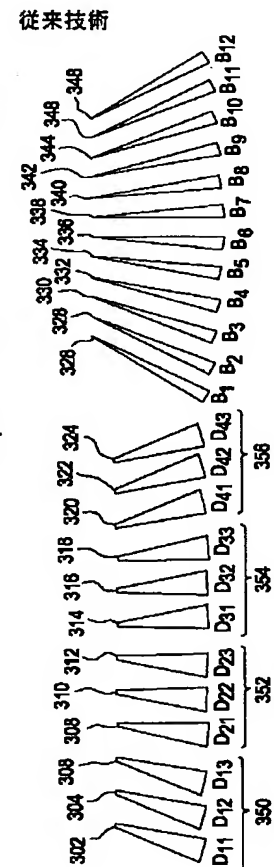


1426~1448 Bモード・パルス
 1502、1506 低分解能Bモード画像
 1504、1508 高分解能BモードROI
 1510~1516 高分解能ROI用のBモード・パルス
 1526~1540 低分解能区域用のBモード・パルス
 1602~1624 ドプラ・パルス
 1626~1632 Bモード・パルス
 1702~1724 ドプラ・パルス
 1726~1732 Bモード・パルス
 1802~1808 ドプラ・パルス
 1810~1828 Bモード・パルス
 1902~1908 ドプラ・パルス
 1910~1928 Bモード・パルス
 1930 休止

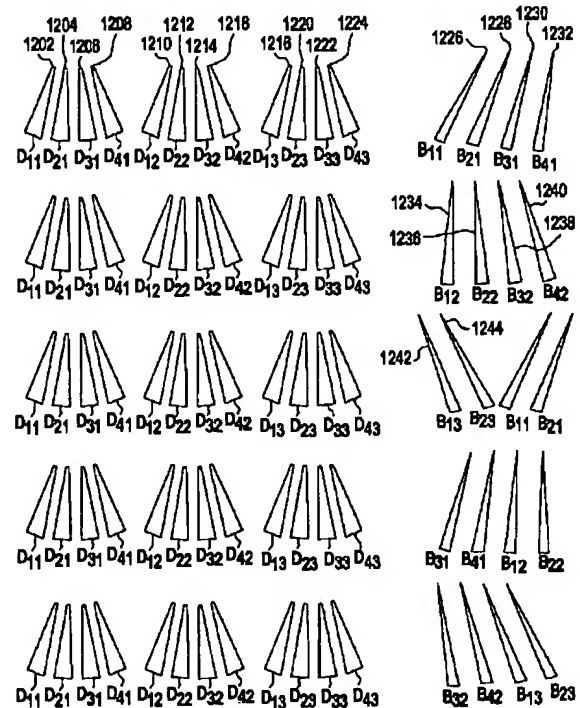
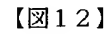
【図2】



【図3】

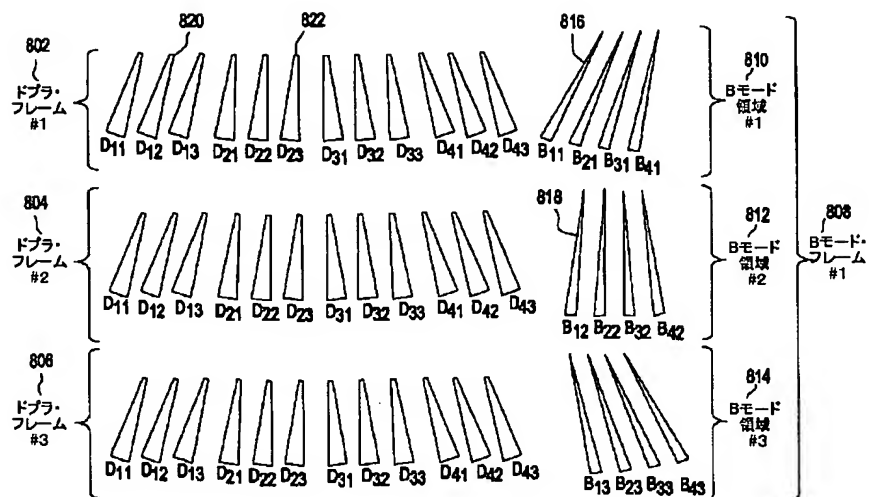


【図14】

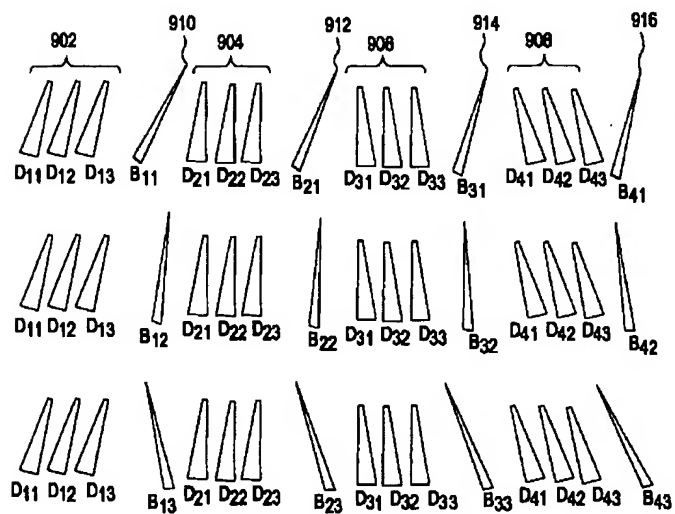


(連 5) 03-111759 (P2003-J 毅

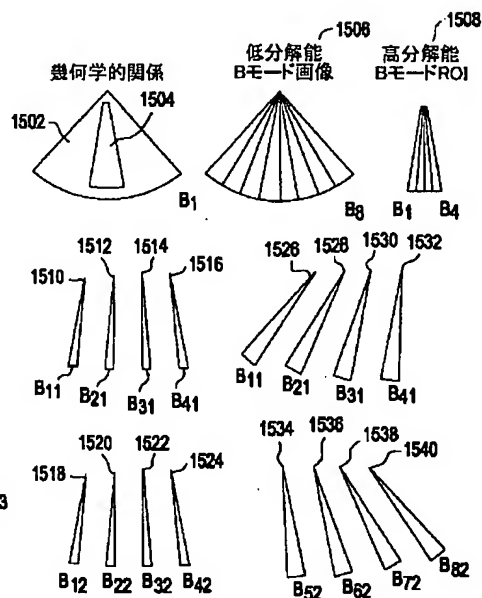
【図8】



【図9】

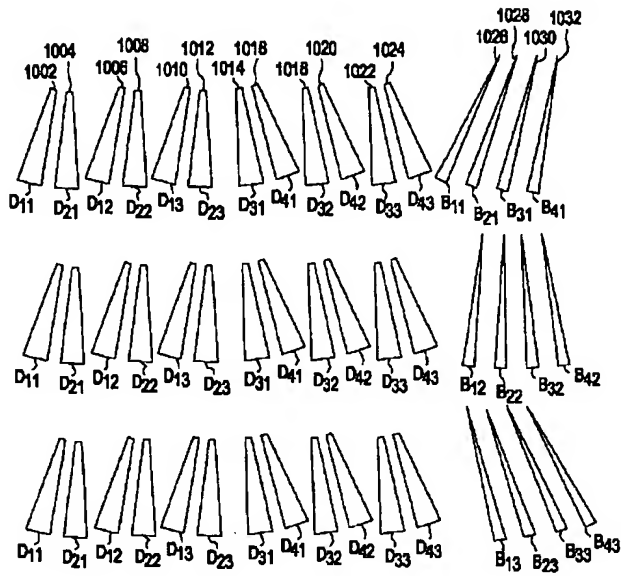


【図15】

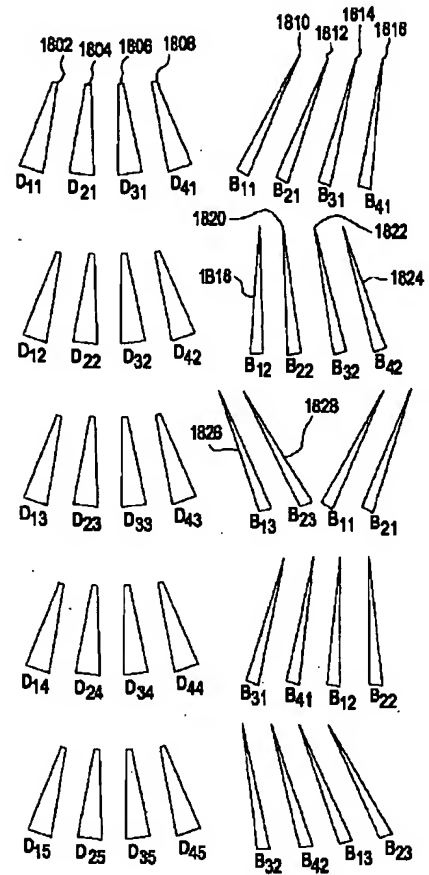


(6) 03-111759 (P2003-勁毅)

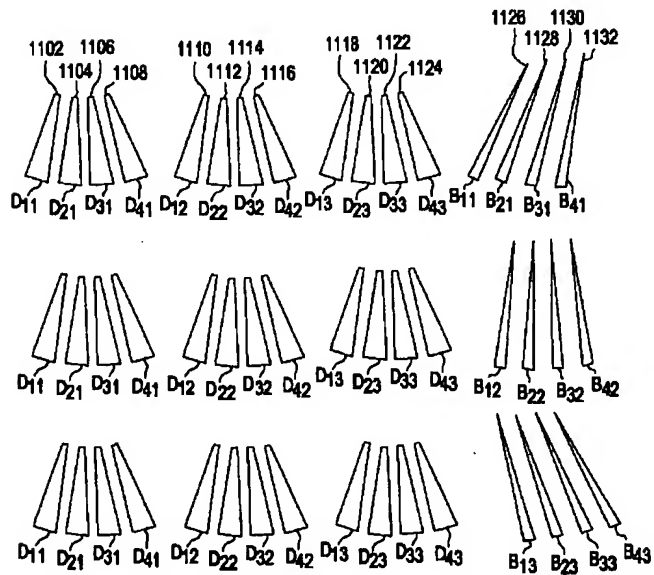
【図10】



【図18】

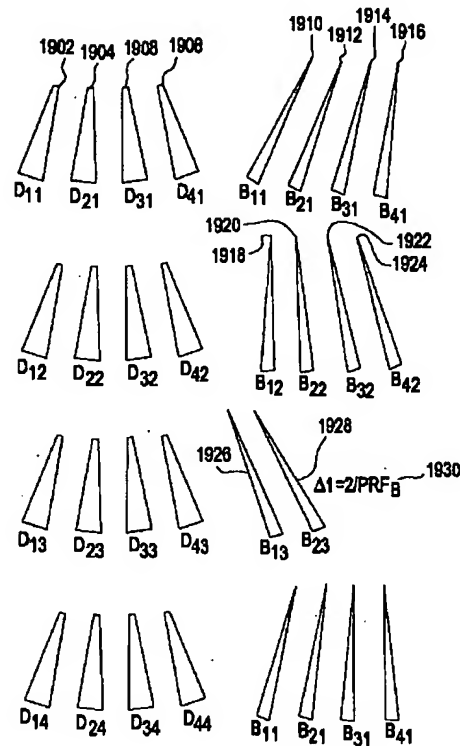


【図11】



(8) 103-111759 (P2003-撮殺

【図19】



フロントページの続き

- (72)発明者 シュタイナー・バエラム
ノルウェー、エヌー3182・ホルテン、ヨタ
グト・8番
- (72)発明者 ヨハン・キルクホルン
ノルウェー、エヌー3189・ホルテン、ブレ
ーケット・14番
- (72)発明者 ハンス・ガーマン・トルブ
ノルウェー、エヌー7024・トロンヘイム、
アーネビヴェイエン・13番
- (72)発明者 ケティル・ビゲン
ノルウェー、エヌー7050、トロンヘイム、
プレステクラーゲン・6-51番
- (72)発明者 ビョルン・オルスタッド
ノルウェー、3960・ステーセル、ブレール
スゲート・1番

- (72)発明者 ケル・クリストファーセン
ノルウェー、エヌー0379・オスロ、モンテ
ペロヴェイエン・7番
- (72)発明者 エーリク・エヌ・スティーン
ノルウェー、エヌー1515・モス、アリルズ
ベイ・1番
- (72)発明者 ダグフィン・サエトレ
ノルウェー、エヌー3183、ホルテン、ネド
レ・ケイセマーク・27番

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 CC02 DD01 DD04
DD06 EE01 EE10 GB02 HH04
HH11 HH17 HH27 HH37 HH54
JB06 JB28 JC01 KK12 KK30
LL03 LL08